

Centro Universitário de Brasília – UniCEUB

**“AVALIAÇÃO DA FORÇA DE PREENSÃO PALMAR E ATIVIDADE
ELETROMIOGRÁFICA (EMG) DOS MÚSCULOS ENVOLVIDOS NA PREENSÃO
MANUAL EM ATLETAS CADEIRANTES DE TÊNIS (ACT)”**

Orientador

Prof. Msc. José Roberto Pimenta de Godoy

Bolsista

Hugo Alves de Sousa

FISIOTERAPIA

BSB, 2º/2006

SUMÁRIO

SUMÁRIO.....	2
1. INTRODUÇÃO	3
1.1. TEMA.....	3
1.2. PROBLEMA.....	3
1.3. JUSTIFICATIVA.....	3
1.4. OBJETIVOS.....	4
1.4.1. Objetivo Geral:	4
1.4.2. Objetivos Específicos:	4
1.5. HIPÓTESES	4
1.5.1. Hs (substantiva)	4
1.5.2. H1 (verdadeira)	4
1.5.3. H0 (nula)	5
1.6. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA E FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	5
1.6.1. Preensão Palmar e Dinamometria	5
1.6.2. Eletromiografia	9
1.6.3. Tênis em cadeira de rodas.....	11
1.7. MÉTODOS.....	12
1.7.1. Delineamento do Estudo	12
1.7.2. População do Estudo	13
1.7.3. Seleção da amostra	14
1.7.4. Instrumentos	14
1.7.4.2.1. Técnica e instrumentação	15
1.7.4.2.2. Configuração dos eletrodos de superfície:	16
1.7.5. Critérios de Inclusão.....	17
1.7.6. Critérios de Exclusão	17
1.7.7. Coleta dos Dados.....	17
1.7.8. Procedimentos Utilizados na Pesquisa	18
2. DESENVOLVIMENTO DA PESQUISA	19
3. RESULTADO DA ANÁLISE E INTERPRETAÇÃO DOS DADOS	22
4. CONCLUSÕES PARCIAIS.....	26
5. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	27

1. INTRODUÇÃO

1.1. TEMA

Avaliação da força de preensão palmar e atividade eletromiográfica (EMG) dos músculos envolvidos na preensão manual em atletas cadeirantes de tênis (ACT).

1.2. PROBLEMA

O problema que nos levou à realização desta pesquisa será caracterizado da seguinte forma: faz-se necessário que novas investigações sejam realizadas, caracterizando os padrões de força de preensão palmar e atividade eletromiográfica envolvida nessa função para esta população, uma vez que não se encontram trabalhos com este enfoque de pesquisa.

1.3. JUSTIFICATIVA

A prática de atividade física não é comum em indivíduos que apresentam distúrbios do aparelho locomotor. Como o estilo de vida sedentário está diretamente relacionado com a redução na força e atividade EMG dos músculos, características observadas na população andante, espera-se encontrar um aumento da força da preensão palmar e atividade EMG dos músculos envolvidos neste movimento para os ACT, devido a uma inversão do padrão esperado, resultado da utilização dos membros superiores em substituição aos inferiores para sua locomoção.

Apesar da extensa literatura disponível que avalia o padrão de força da população normal, não existem trabalhos que têm analisado as características da força muscular e atividade EMG em atletas cadeirantes de tênis.

Diante do exposto, pretende-se indicar parâmetro de força de preensão palmar e atividade EMG em ACT com o intuito de estabelecer escala de funcionalidade para força de aperto manual em para-atletas e, com isso, fixar parâmetros para capacitação de membros superiores em indivíduos desta população após lesão, trauma ou cirurgia, visto a necessidade de retorno o mais rápido possível para a atividade desportiva.

1.4. OBJETIVOS

1.4.1. Objetivo Geral:

Avaliar força de preensão palmar em ACT e correlacionar com os dados obtidos da função EMG e ainda comparar dados com a população normal.

1.4.2. Objetivos Específicos:

- Estabelecer escala de funcionalidade para força de preensão palmar em ACT comparada a cadeirantes não praticantes de atividade física.
- Comparar ACT aos atletas andantes de tênis.
- Indicar parâmetro para capacitação de membros superiores em ACT após lesão, trauma ou cirurgia.
- Comparar ACT com a população normal.

1.5. HIPÓTESES

1.5.1. Hs (substantiva)

Indivíduos portadores de necessidades especiais que utilizam a cadeira de rodas para se locomover ou ainda aqueles com pequeno déficit da função locomotora que a utilizam em ocasiões especiais, tais como durante uma partida de tênis ou para se deslocar por grandes distâncias, provavelmente terão uma resistência maior a fadiga e um nível de força aumentado para os membros superiores comparados a população normal. Portanto, este estudo objetiva correlacionar a força de preensão palmar e a atividade eletromiográfica dos músculos que participam desta preensão, e para tal, direciona-se duas hipóteses covariantes desta pesquisa, na intenção de indicar parâmetros para capacitação da função motora em indivíduos desta população.

1.5.2. H1 (verdadeira)

Indivíduos portadores de portadores de necessidades especiais que utilizam a cadeira de rodas para sua independência funcional apresentam nível de força

elevado em relação a preensão palmar e, conseqüentemente, maior atividade eletromiográfica dos músculos que realizam este movimento.

1.5.3. H0 (nula)

O fato de indivíduos dessa população utilizarem os membros superiores para compensar o déficit locomotor não gera aumento de força de preensão nem tão pouco aumento da atividade eletromiográfica dos músculos envolvidos no movimento.

1.6. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA E FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

1.6.1. Preensão Palmar e Dinamometria

A mão compreende a porção mais distal do membro superior. É um órgão complexo com diversas finalidades: como órgão preênsil é capaz tanto de imprimir força, como segurar e manipular objetos delicados; como órgão tátil relaciona o organismo com o meio ambiente; possui ainda grande importância na comunicação verbal (MOREIRA *et al.*, 2001).

Os movimentos da mão podem ser divididos em dois grupos: movimentos preênses e movimentos não preênses (NAPIER, 1956).

NAPIER (1956) definiu duas posturas básicas da mão humana: a “preensão de força” e a “preensão de precisão”. Na preensão de precisão o objeto é pinçado entre as superfícies flexoras de um ou mais dedos com o polegar em oposição, sendo usada quando necessários exatidão e refinamento de tato (NAPIER, 1956; LONG *et al.*, 1970).

NAPIER (1956) definiu força de preensão, usada quando necessária força máxima, como sendo atividades de força dos dedos e polegar agindo contra a palma da mão, com o propósito de transmitir força para um objeto. Para tal, cada dedo deve acomodar-se em posição a fim de conter as forças externas impostas pelo objeto. Desta forma, o polegar é aduzido e posicionado para opor-se à polpa dos dedos.

A força de preensão é um dos elementos básicos na pesquisa das capacidades manipulativas, de força e de movimento da mão (NOVO JÚNIOR, *et al.*, 1996; MOREIRA, 2003).

Vários instrumentos são utilizados para mensurar a força de aperto na preensão palmar, mas nenhum como o dinamômetro JAMAR®. Desenvolvido por Bechtol, o aparelho hidráulico tem sido considerado o instrumento mais aceito para avaliar a força de preensão palmar desde 1954, por ser relativamente simples e fornecer leitura rápida e direta, medindo a força através de um sistema hidráulico fechado (BELLACE *et al.*, 2000; ASHFORD *et al.*, 1996; CROSBY *et al.*, 1994).

É um instrumento confiável e seguro para detectar a força total e avaliar a perda da força de preensão palmar de uma pessoa. O dinamômetro Jamar® é o que apresenta maior precisão de calibragem na medição da força de aperto. A Sociedade Americana dos Terapeutas de Mão (SATM) recomenda a padronização, tanto da manopla do aparelho quanto da posição do indivíduo a ser avaliado para uma análise precisa e o mais correta possível (MATHIOVETZ *et al.*, 1984; CAPORRINO *et al.*, 1998; MOREIRA *et al.*, 2001, MOREIRA, 2003).

Em 1981, a SATM em um esforço para permitir comparações, sugeriu que uma posição padrão fosse adotada para coleta das medidas referentes à força de preensão palmar. De acordo com esta posição, o indivíduo deve estar sentado com os quadris e joelhos a 90° de flexão, o ombro aduzido em posição neutra, o cotovelo fletido a 90° e o antebraço em semi-pronação. A SATM ainda recomendou a utilização do aparelho no nível 2, por ser o que apresenta melhores resultados para a força de preensão (BALOGUM *et al.* 1991; CROSBY *et al.*, 1994; DURDWARD *et al.*, 2001; MOREIRA *et al.*, 2003).

Desta forma, o nível 2 do dinamômetro JAMAR® é considerado o mais eficiente para testes de força e tem sido largamente utilizado para testes rotineiros (FESS, 1992). Como resultado, vários estudos têm sido realizados para avaliar a força de preensão utilizando apenas o nível 2. Outros estudos recomendam o nível 3 para homens e nível 2 para mulheres, pelo fato destes níveis renderem força máxima de aperto para cada sexo (BECHTOL, 1954).

Neste sentido, Moreira *et al.* (2003), realizaram um estudo transversal com objetivo de determinar os melhores resultados para a força de preensão nos dois gêneros (masculino e feminino) utilizando o dinamômetro JAMAR® e compararam os valores obtidos com a manopla na segunda e terceira posição. Os resultados demonstraram que valores médios mais altos para a força de preensão foram

encontrados na segunda posição para ambos os gêneros nas duas mãos. Concluíram que os achados encontrados estão de acordo com a SATM.

O uso de medidas da variação da força de preensão como método para determinar o esforço está se tornando uma prática bastante comum, particularmente em medicina legal e reabilitação (FAIRFAX, *et al.*, 1995), onde é freqüentemente medida para monitorar o progresso do paciente (DESROSIERS *et al.*, 1995).

A mensuração da força de preensão fornece um índice objetivo da integridade funcional dos membros superiores. Os dados colhidos auxiliam o terapeuta a interpretar resultados e estabelecer metas adequadas de tratamento (BOHANNON, 1998; MOREIRA, 2003).

A força de aperto constitui um importante pré-requisito para a boa performance dos membros superiores (DESROSIERS *et al.*, 1995). Desta forma, o dinamômetro JAMAR® é recomendado pela SATM para mensurar a força de aperto em pacientes com diversas desordens que comprometem os membros superiores (BELLACE *et al.*, 2000).

A avaliação da força de preensão palmar tem muitas aplicações clínicas, sendo utilizada como indicador da força total do corpo, e, portanto empregada em testes de aptidão física (BALOGUM, *et al.* 1991; DURWARD, *et al.* 2001; NAPIER, 1956; MOREIRA *et al.*, 2003).

A utilização do dinamômetro JAMAR® fornece informações com maior precisão e fidedignidade na obtenção de resultados de pacientes durante reabilitação (MOREIRA *et al.*, 2001).

No Japão, a avaliação da força de preensão palmar tem sido utilizada de forma sistemática anualmente desde 1964, servindo como parâmetro para o estado geral de força do indivíduo (TERAOKA, 1979).

BOWEN *et al.* (2001) determinaram a força de preensão de uma população de desportistas e acompanhantes de pacientes formada por 212 adultos, sendo 124 homens e 88 mulheres com idades compreendidas entre 18 e 55 anos. Predominaram os estudantes e indivíduos com a mão direita dominante. Utilizaram a metodologia recomendada pela SATM. Os resultados revelaram maior força para o sexo masculino (43,06 Kg) em relação ao feminino (23,26 Kg); observou-se um aumento gradual da força desde os 18 aos 39 anos, e a partir daí começa a diminuir; a mão dominante registrou maior força em 90,09% dos casos e não houve relação com a ocupação.

CAPORRINO *et al.* em 1998 avaliaram 1600 membros superiores sem doença que comprometesse a função preensora utilizando o dinamômetro JAMAR® e correlacionaram com sexo, idade e dominância e concluíram que a força de preensão é maior nos homens comparados com as mulheres em todas as faixas etárias e em ambos os lados em função da mão dominante. Nos homens a mão dominante é em média 10% mais forte e nas mulheres 12%.

Freqüentemente homens apresentam mais força do que mulheres, independente da idade (AGNEW, 1982; MATHIOWETZ, 1986).

GIAROLLA *et al.* verificaram em 1991 a relação existente entre a força da mão dominante e não-dominante de 660 escolares matriculados na rede pública, com idades de 8 a 18 anos, sendo 330 de cada sexo, e concluíram que a força de preensão evolui com o passar da idade para ambos os sexos e que a maturação parece agir como fator de desequilíbrio entre os dois lados do corpo, uma vez que os dados evidenciaram tendência de afastamento da força da mão dominante em relação à força da mão não-dominante em ambos os sexos, sendo que a menor diferença entre as mãos ocorreu aos 13 anos no sexo masculino e aos 12 no sexo feminino.

SU *et al.*, investigaram a performance da força de preensão em adultos chineses em 1994 utilizando o dinamômetro JAMAR® e seguindo protocolo da SATM. Participaram do estudo 160 sujeitos (80 homens e 80 mulheres). Os resultados indicaram que o pico de força no grupo dos homens ocorreu entre os 20 e 39 anos de idade, enquanto nas mulheres foi observado entre os 40 e 49 anos e a partir daí houve um declínio em função da idade. Homens apresentam maior força que mulheres em todas as idades. Houve 10% de variação da força em função da mão dominante em relação à não-dominante em todas as idades e nos dois sexos.

INCEL *et al.*, em 2002, utilizando o dinamômetro JAMAR®, realizaram um estudo com o objetivo de avaliar os efeitos da mão dominante na força de preensão palmar e de pinça. Participaram do estudo 128 sujeitos destros e 21 canhestros. Os resultados indicaram que existe diferença estatisticamente significativa na força de aperto em função da mão dominante em relação à não-dominante. Foi investigado o número de sujeitos que apresentaram maior força na mão não-dominante nos dois grupos. 10,93% dos destros apresentaram maior força na mão não-dominante, enquanto o mesmo resultado foi observado em 33,33% dos canhestros. Os

resultados não foram tão significativos para a força de aperto de pinça, com 29,12% e 28,57% para os destros e canhestros respectivamente. Concluiu-se que a mão dominante é significativamente mais forte no grupo de destros, porém não é tão significante entre os que utilizam a mão esquerda. Isto certamente deve-se ao fato de vivermos em uma sociedade organizada para destros, onde os canhestros são forçados a se adaptar e conseqüentemente exercitar o lado não-dominante (CROSBY *et al.*, 1994; MOREIRA *et al.*, 2001), elevando a média dos resultados da mão direita.

CROSBY, *et al.*, em 1994, estudaram a diferença para a força de aperto entre a mão dominante e não-dominante em 214 voluntários, com idade entre 16 e 63 anos utilizando o dinamômetro JAMAR® nos 5 níveis. Os resultados demonstraram que 60% dos voluntários apresentaram força máxima no nível 2 do dinamômetro. A maioria dos sujeitos destros apresenta 10% a mais de força na mão dominante, enquanto os canhestros a média para a força de aperto foi a mesma para as duas mãos e a mão não-dominante foi mais forte em 50% deles.

1.6.2. Eletromiografia

A Eletromiografia é, essencialmente, o estudo da atividade da unidade motora. Unidades motoras se compõem de uma célula do corno anterior da medula espinal, um axônio, suas junções neuromusculares, e todas as fibras musculares inervadas por este axônio. O axônio simples conduz um impulso para todas as suas fibras musculares, fazendo com que sofram despolarização de modo relativamente simultâneo. A despolarização produz atividade elétrica, que se manifesta como potencial de ação da unidade motora (PAUM), e que é graficamente registrada como o eletromiograma (SULLIVAN, 1993).

O movimento intrínseco é o sinal primordial da vida animal. O homem sempre apresentou curiosidade com relação aos órgãos da locomoção do seu próprio corpo e dos outros seres vivos. (BASMAJIAN, 1976).

Os músculos podem contrair e produzir força. Nos organismos vivos os movimentos são realizados por ativação muscular. Através do movimento coordenado das suas partes os organismos podem mudar a sua posição no espaço e aplicar forças mecânicas no ambiente. Além da locomoção, os músculos são requisitados para processos de transporte dentro do corpo, como a condução de

fluidos nos sistema cardiovascular e gastrointestinal, ou no transporte de gases no sistema respiratório (KUMAR e MITAL, 1996).

A primeiras experiências científicas das quais se tem conhecimento, estão relacionadas com os músculos e suas funções. Leonardo da Vinci dedicou grande parte do seu pensamento à análise dos músculos e suas funções. O mesmo aconteceu com Andrea Versalius, pai da Anatomia moderna, mas ambos se preocuparam mais com a geografia dos músculos mortos e não com a sua dinâmica.

O primeiro homem a devolver a vida aos músculos foi Galvani que no final do século XVIII publicou suas experiências com preparados neuromusculares e eletricidade animal. Por mais de dois séculos, os biólogos trabalharam com as revelações de Galvani de que os músculos esqueléticos se contraem ao serem estimulados com eletricidade e geram uma corrente ou tensão perceptível ao se contraírem por qualquer motivo. As descobertas de Galvani marcaram os inícios da neurofisiologia e do estudo da dinâmica da contração muscular, porém o mundo teve que aguardar até que o Francês Duchenne, em meados do século passado, aplicasse a eletricidade a músculos esqueléticos inatos. O seu trabalho *Physiologie des mouvements* apresentou a descrição dos movimentos que produzem os músculos estimulados através da pele por correntes elétricas. Contudo, o descobrimento de Galvani permaneceu como uma curiosidade científica até o século XX, quando se desenvolveram melhores métodos para captar e registrar minúsculas cargas elétricas. O mérito principal do desenvolvimento da nova técnica de captar os potenciais elétricos gerados no músculo (a eletromiografia) corresponde aos fisiologistas ingleses e norte-americanos Adrian e Bronk e D. Denny-Brown e a vários escandinavos. Deve-se admitir que as primeiras técnicas não eram apropriadas para estudos detalhados. Durante décadas, aplicou-se a eletromiografia por razões diagnósticas e clínicas, não objetivando a cinesiologia (estudo dos movimentos) básica (BASMAJIAN, 1976).

A contração muscular e a produção de força são provocadas pela mudança relativa de posição de várias moléculas ou filamentos no interior do arranjo muscular. O deslizamento dos filamentos é provocado por um fenômeno elétrico conhecido como potencial de ação. O potencial de ação resulta da mudança no potencial de membrana que existe entre o interior e o exterior da célula muscular. O registro dos padrões de potenciais de ação é denominado eletromiografia. O registro por si só denomina-se eletromiograma. A eletromiografia registra um fenômeno

elétrico que está casualmente relacionado com a contração muscular (KUMAR e MITAL, 1996).

A técnica da eletromiografia está baseada no fenômeno do acoplamento eletromecânico do músculo. Sinais elétricos gerados no músculo eventualmente conduzem ao fenômeno da contração muscular, devido a potenciais de ação simples que excitam a membrana muscular (sarcolema). Essa excitação faz com que um estímulo elétrico viaje profundamente dentro das células musculares através dos túbulos t. Os túbulos t são invaginações da membrana muscular dentro das células musculares. Tais invaginações são numerosas e ocorrem na junção das bandas claras e escuras das miofibrilas e as circundam como um anel no dedo. Estes anéis estão interconectados com os anéis das miofibrilas vizinhas formando um extensivo sistema de túbulos. Tal organização permite que o potencial elétrico viaje até as mais profundas partes do músculo quase que instantaneamente. Estes potenciais de ação são o gatilho que libera íons de cálcio do retículo sarcoplasmático para dentro do citoplasma muscular. Estes íons de cálcio são os responsáveis pela facilitação da contração muscular que se manifesta pela movimentação dos membros do corpo e a geração de força (KUMAR e MITAL, 1996).

1.6.3. Tênis em cadeira de rodas

O tênis em cadeira de rodas foi criado em 1976, nos Estados Unidos, por Jeff Minnenbrake e Brad Parks. Ambos construíram as primeiras cadeiras adequadas à prática da modalidade e a difundiram em seu país. Em 1998, a modalidade estreou nos Jogos Paraolímpicos de Seul em caráter de exibição. A partir de Barcelona, em 1992, a modalidade passou a fazer parte do quadro de medalhas (<http://www.cpb.org.br/>).

O esporte requer dos atletas um alto nível de técnica, velocidade, resistência física, reflexos, precisão e força. Atualmente, o tênis em cadeira de rodas é uma das modalidades paraolímpicas que mais crescem no mundo e é jogado em 70 países (<http://www.abradecar.org.br/>).

Quem tem algum tipo de deficiência em uma ou nas duas pernas pode se tornar um tenista paraolímpico, assim como pessoas com deficiência nos membros superiores e inferiores (tetraplégicos). Não existe ainda no tênis em cadeira de rodas, quadro funcional que diferencie e classifique tipo de lesão em nível de

performance atlético esperado para cada tipo disfunção no aparelho locomotor, com isso, um atleta amputado de ambos os membros inferiores pode disputar contra um atleta tetraplégico em plena “igualdade” segundo a regra da modalidade esportiva.

Uma das diferenças fundamentais entre o tênis de cadeira de rodas e o tênis andante é o fato de a bola poder quicar duas vezes, a primeira deve ser dentro da quadra, a segunda pode ser dentro ou fora da quadra. Essa é a única diferença entre as vertentes olímpicas.

As partidas são disputadas em uma melhor de 3 sets, com 6 games cada. As superfícies de jogo são as mesmas, onde os atletas andantes competem: saibro, grama, cimento ou carpete. Os equipamentos dos tenistas paraolímpicos têm algumas adaptações, como as cadeiras de rodas mais leves que o habitual. As raquetes têm uma tira lateral que lhes confere maior durabilidade. (<http://www.cbtenis.com.br/cadeiraderodas/>).

1.7. MÉTODOS

1.7.1. Delineamento do Estudo

Trata-se de um estudo de caráter analítico transversal e correlacional, no qual será identificada a força de preensão palmar e atividade eletromiográfica dos músculos envolvidos no referido movimento de indivíduos do sexo masculino, cadeirantes e andantes atletas de tênis e ainda indivíduos andantes não atletas na faixa etária entre 20 e 40 anos.

O estudo transversal, também denominado seccional, corte, corte-transversal, vertical, pontual ou prevalência, representa a forma mais simples de pesquisa populacional (PEREIRA, 1985).

O estudo correlacional tem por objetivo verificar se há relação entre variáveis (THOMAS & NELSON, 2002).

Nos estudos transversais cada indivíduo é avaliado para o fator de exposição e a doença em determinado momento, fornecendo um retrato de como as variáveis estão relacionadas naquele momento (PEREIRA, 1995).

O estudo transversal pode ser usado como um estudo analítico, ou seja, para avaliar hipóteses de associações entre exposição ou características e evento. O estudo transversal pode ser considerado verdadeiramente analítico quando o fator

de exposição não sofre influência do tempo, isto é, estão presentes desde o nascimento.

Como os estudos transversais descrevem o que ocorre com um determinado grupo e em um determinado momento, eles são importantes guias para tomadas de decisões no planejamento de saúde (PEREIRA, 1995).

PEREIRA (1995) lista vantagens e limitações para o estudo transversal. As principais vantagens são:

- 1- Simplicidade e baixo custo;
- 2- Rapidez e objetividade na coleta, pois os dados referem-se a um único momento e podem ser coletados em curto espaço de tempo;
- 3- Não é necessário acompanhamento das pessoas envolvidas;
- 4- Facilidade para obtenção de amostra representativa;
- 5- Boa opção para descrever as características dos eventos na população;
- 6- Único estudo possível de se realizar em diversas situações, para obter informações relevantes, em virtude da limitação de tempo e de recursos.

As principais limitações são:

- 1- Condições de baixa prevalência exigem amostras muito grandes, que levam a dificuldades operacionais, o que não é o caso do estudo;
- 2- Possibilidades de erro na classificação, pois os casos podem não ser mais casos no momento da coleta de dados pelo fato da exposição atual não representar a exposição passada;
- 3- Muitas vezes a relação causa-efeito é prejudicada, ou impossível de ser realizada, embora os dados descritivos sobre ela sejam muito úteis para formulação de hipóteses;
- 4- Interpretação dificultada pela presença de fatores de confundimento.

1.7.2. População do Estudo

A população diz respeito a um conjunto de elementos onde, cada um deles, apresenta uma ou mais características em comum (BULPITT, 1983).

O estudo em questão contatará com atletas federados cadeirantes de tênis captados por intermédio do PROJETO INSERIR; atletas federados andantes de

tênis que serão captados durante Torneios promovidos pela Confederação Brasileira de Tênis, e ainda voluntários não atletas.

1.7.3. Seleção da amostra

Ao se extrair um conjunto de observações de uma população, tomando-se parte desta para a realização do estudo, tem-se a amostra. É a partir da amostra que na prática pode-se fazer inferências para a população (BULPITT, 1983)

A amostragem é o processo pelo qual se obtém uma amostra e deve ser realizada com técnicas adequadas para garantir a representatividade da população. Cada elemento da população deve ter igual chance de participar da amostra com o intuito de evitar viés de seleção (BULPITT, 1983)

As pesquisas por amostragem oferecem vantagens para realização do estudo, como o menor custo, resultados em curto espaço de tempo, objetivos mais amplos e dados fidedignos (BULPITT, 1983)

O presente estudo contou com a participação de 60 indivíduos, distribuídos em dois grupos, dos quais 30 formaram o grupo atletas cadeirantes de tênis (GA), e 30 o grupo controle (GC), formados por indivíduos normais. Cada grupo foi constituído de indivíduos do sexo masculino, com idade compreendida entre 20 e 50 anos, por ser a faixa etária de maior atividade funcional.

Todos os indivíduos participaram do estudo de forma voluntária e foram informados do objetivo do estudo, dos procedimentos, dos possíveis desconfortos, riscos e benefícios antes de assinarem o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

1.7.4. Instrumentos

1.7.4.1. Dinamômetro JAMAR®

Vários instrumentos são utilizados para mensurar a força de aperto na preensão palmar, mas nenhum é tão utilizado quanto o dinamômetro JAMAR®. (BELLACE *et al.*, 2000; ASHFORD *et al.*, 1996; CROSBY *et al.*, 1994).

O dinamômetro JAMAR® apresenta precisão de 1 Kg/f (Kilogramas/força), consistindo de um sistema de aferidores de tensão, constituído por duas barras de aço que são ligadas juntas. Para mensurar a força de preensão, o sujeito é orientado

a apertar as duas barras com o intuito de aproximá-las. Na medida em que a força é aplicada, provoca uma alteração na resistência dos aferidores, que é diretamente proporcional à força exercida sobre as barras (DURWARD, 2001).

O aparelho tem manopla ajustável para espaçamento de 1, 1.5, 2, 2.5 e 3 polegadas, ou seja, 1ª, 2ª, 3ª, 4ª e 5ª posições, sendo que 1 polegada corresponde à 1ª posição e assim respectivamente (MATHIOWETZ *et al.*, 1986).

Conforme exposto anteriormente, o dinamômetro JAMAR® é recomendado pela SATM para mensurar a força de aperto em pacientes com diversas desordens que comprometem os membros superiores (BELLACE *et al.*, 2000).

Figura 1: Dinamômetro JAMAR®



Fonte: Pesquisa do autor, 2005.

1.7.4.2. Eletromiógrafo

1.7.4.2.1. Técnica e instrumentação

A eletromiografia é um dos métodos clássicos utilizados para registrar a atividade de um determinado músculo. A eletromiografia pode ser dividida em dois tipos, seguindo a classificação de Correia *et al.* (1993):

Eletromiografia de profundidade: os eletrodos são colocados no interior do músculo, em contato direto com as fibras musculares. Este tipo de registro não é representativo quando o objetivo é estudar a atividade global de um músculo; é pouco utilizado por ser um método invasivo.

Eletromiografia de superfície: os eletrodos são colocados sobre a pele, captando a soma da atividade elétrica de todas as fibras musculares ativas. Caracteriza-se por ser um método não invasivo e de fácil execução. Este método é largamente utilizado em áreas como o estudo cinesiológico e neurofisiológico dos músculos superficiais.

1.7.4.2.2. Configuração dos eletrodos de superfície:

A configuração dos eletrodos de superfície podem ser:

Monopolar: onde um eletrodo é colocado sobre o feixe muscular de interesse e o outro eletrodo (chamado de referência) é colocado num ponto não afetado pela atividade do feixe muscular de interesse, mede-se então a diferença de potencial entre estes dois pontos.

Bipolar: consiste em colocar dois eletrodos sobre a região que se deseja estudar e o terceiro eletrodo chamando terra é colocado num local não afetado pela atividade da região de interesse. Mede-se agora a diferença de potencial elétrico entre os dois eletrodos que estão sobre a região de interesse, tomando-se como referência o eletrodo terra. Desta forma é possível a utilização de amplificadores diferenciais de alto ganho, o que em última análise melhoram significativamente a relação sinal-ruído, uma vez que os ruídos presentes nos cabos que levam o sinal dos eletrodos ao condicionador são subtraídos pelo amplificador diferencial (THOMAS *et al.* 1999).

Figura 2: AQ dados 7.02



Fonte: Emgsystem (www.emgsystem.com.br)

1.7.5. Critérios de Inclusão

- Cadeirantes com lesão medular completa e incompleta, que não gere incapacidade na função preensora;
- Praticar o tênis para cadeirantes há pelo menos 1 ano;
- Praticar tênis há pelo menos 1 ano (atletas andantes);
- Participar de campeonatos organizados pela confederação brasileira de tênis;
- Ter idade compreendida entre 20 e 50 anos.

1.7.6. Critérios de Exclusão

- Cadeirantes e andantes que, no momento da coleta, apresentarem alguma lesão osteo-muscular que interfira na aquisição dos dados;
- Indivíduos que não compreenderem o procedimento da coleta;
- Estar fora da faixa etária proposta para o estudo.

1.7.7. Coleta dos Dados

1.7.7.1. Dinamômetro JAMAR®

Antes de iniciar a avaliação procurou-se explicar de forma objetiva a finalidade do teste, mostrando ao indivíduo como segurar o aparelho, com o objetivo de familiarização e adaptação ao esquema de teste. Durante a avaliação da força de preensão palmar, os sujeitos foram orientados a permanecerem sentados seguindo a posição padronizada pela SATM, na qual os quadris e joelhos encontram-se fletidos a 90°, ombro aduzido em posição neutra, cotovelo fletido a 90° e antebraço em semi-pronação, sem que haja desvio radial ou ulnar (CROSBY *et al.*, 1994). É orientado para que seja realizado o movimento de preensão palmar para cada tentativa após o comando verbal do examinador (um, dois, três e já). Foram no total 3 tentativas para cada mão, iniciando pela direita e intercalando com a esquerda, respeitando intervalo de pelo menos 1 minuto para a mesma mão, com a intenção de evitar fadiga durante o teste. A força é aplicada durante 5 segundos para cada tentativa (MOREIRA, GODOY & SILVA JÚNIOR, 2001; MOREIRA *et al.*, 2001).

1.7.7.2. Eletromiografia

Para a captação dos sinais eletromiográficos dos músculos extensores e flexores dos dedos foram utilizados eletrodos de superfície monopolares passivos de prata (Emgsystem), com área de captação de 1 centímetro (cm), área total de 3cm de largura e 3,3cm de comprimento. Os mesmos serão posicionados aos pares e longitudinalmente, com distância de 2cm entre os eletrodos, em relação à direção das fibras musculares dos músculos analisados. (DELAGI et al, 1981).

Esse sinal será visualizado através de um módulo de captação de sinais biológicos (AQ Dados 7.02 figura 2) com quatro canais conectados aos eletrodos. Foi estabelecida uma frequência de amostragem de 1000 hertz (Hz) calibrado com ganho de 1000 vezes, filtro de 60 Hz (filtro Notch), para impedir interferências da rede elétrica.

Foi utilizado um software específico (EMG analysis 7.02) para a aquisição e posterior análise do sinal captado. Esse registro aconteceu ao mesmo tempo da contração de preensão palmar com o dinamômetro JAMAR®.

No sinal captado, foi analisado o valor RMS (ROOT MEAN SQUARE), que indica a energia gerada por uma determinada contração muscular.

1.7.8.Procedimentos Utilizados na Pesquisa

1.7.8.1. Apreciação do Comitê de Ética em Pesquisa

Antes da execução de qualquer procedimento metodológico, para fins de apreciação dos aspectos éticos implicados em pesquisas com seres humanos. Desta forma este projeto foi submetido a uma avaliação pelo Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) do UniCEUB (Centro Universitário de Brasília) conforme resoluções 196/96. Os responsáveis pela instituição “PROJETO INSERIR” onde foram captados os integrantes da amostra referentes ao GA fecharam com o UniCEUB convênio no qual possibilitou entre outros benefícios a pesquisa; além do exposto, os integrantes deste grupo e os do GA e GC assinarão o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

2. DESENVOLVIMENTO DA PESQUISA

A tabela 1 retrata a média de idade e desvio-padrão da amostra estudada, onde observa-se que estas se encontram muito próximas, pois optou-se pelo pareamento e refletem a faixa etária de maior atividade laboral da população.

Tabela 1 - Distribuição dos indivíduos por grupo e média de idade. Brasília, 2006.

Variáveis	Grupos de Estudo	
	GA	GC
Nº de Indivíduos	30	30
Idade (anos)	33,43 ± 7,32	33,44 ± 7,45

A tabela 2 compara a força de preensão palmar entre a mão direita e esquerda dentro grupo. Observaram-se valores não significativos para força de preensão palmar entre as mãos no GA, enquanto que no GC observou-se diferença significativa na preensão palmar entre as mãos.

Tabela 2 - Valores médios e desvio padrão para força de preensão palmar (Kg/f), diferença dos valores médios, diferença percentual das medidas e análise de variância (Anova) para mão direita e mão esquerda dentro do grupo. Brasília, 2006.

Variáveis	Valores médios das medidas em (Kg/f)		≠ das médias dos valores (Kg/f)	Δ%	p
	Mão direita	Mão esquerda			
GA	58,39 ± 11,437	56,03 ± 10,825	2,36	5,51	0,4**
GC	42,80 ± 5,342	40,44 ± 5,368	2,36	5,51	0,10**

* Valores estatisticamente significativos ($p < 0,05$)

** Valores não estatisticamente significativos ($p > 0,05$)

A tabela 3 demonstra a diferença dos valores médios da preensão palmar em Kg/f entre as medidas dos grupos. Nota-se valores significativamente maiores de força para ambas as mãos em Kg/f de GA em relação a GC e esta apresenta diferença de 15,59 Kg/f e 15,59 Kg/f para as mãos direita e esquerda respectivamente.

Tabela 3 - Valores médios e desvio padrão para força de preensão palmar (Kg/f), diferença dos valores médios das medidas, diferença percentual e análise de variância (Anova) das médias das medidas coletadas entre os grupos. Brasília, 2006.

Variáveis	Valores médios da preensão palmar (Kg/f)		≠ das médias das medidas (Kg/f)	Δ%	p
	GA	GC			
Mão Direita	58,39 ± 11,437	42,80 ± 5,342	15,59	26,70	0,00000001*
Mão Esquerda	56,03 ± 10,825	40,44 ± 5,368	15,59	27,82	0,000000004*

* Valores estatisticamente significativos (p<0,05)

Na tabela 4 observa-se que em todas as três medidas da mão direita o GA obteve melhores valências de força que o GC, valores esses estatisticamente significativos. Nota-se que tanto no GA como no GC ao melhor medida ocorreu na segunda tentativa.

Tabela 4 - Força de preensão da mão direita para o grupo atleta e controle ao longo das medidas. Brasília, 2004.

Medidas de preensão palmar Kg/f	Grupos de Estudo		p
	GA (N = 29)	GC (N = 29)	
1	58,58	43,03	0,000000004*
2	58,72	44,06	0,0000003*
3	57,86	41,31	0,00000001*

* Valores estatisticamente significativos ($p < 0,05$)

Na tabela 5 observa-se que em todas as três medidas da mão esquerda o GA obteve melhores valências de força que o GC, valores esses estatisticamente significativos. Nota-se que no GA a melhor medida ocorreu na terceira medida, já no GC a melhor medida ocorreu na segunda tentativa.

Tabela 5 - Força de preensão da mão esquerda para o grupo atleta e controle ao longo das medidas. Brasília, 2004.

Medidas de preensão palmar Kg/f	Grupos de Estudo		p
	GA (N = 29)	GC (N = 29)	
1	56,03	40,24	0,000000001*
2	55,89	41,65	0,0000001*
3	56,17	39,44	0,0000001*

* Valores estatisticamente significativos ($p < 0,05$)

3. RESULTADO DA ANÁLISE E INTERPRETAÇÃO DOS DADOS

A avaliação da performance muscular humana tem sido objeto de vários estudos, por identificar deficiências na força muscular e fornecer resultados objetivos para a eficácia dos procedimentos terapêuticos relativos à capacitação da função após injúrias relacionadas ao sistema músculo-esquelético.

A funcionalidade da mão depende da integridade dos complexos do ombro e cotovelo, que lhe permite o posicionamento adequado para realização da tarefa desejada. As tarefas motoras e sensoriais executadas pela mão são todas organizadas de forma a atender o funcionamento geral do corpo em termos de desempenho das atividades de vida diária (AVD's), necessárias para sobrevivência (DURWARD, 2001).

Boa parte da literatura atual a respeito da função manual tende a se concentrar na força. Isto provavelmente ocorre porque a avaliação da força é um dos aspectos da função manual mais fáceis de medir de uma maneira realmente objetiva (DUDWARD, 2001; MOREIRA, 2003).

A avaliação da força de preensão palmar é objeto de vários estudos, pois constitui um indicador relevante na análise do estado geral de força do indivíduo (BALOGUN, 1991; DURWARD, 2001; MOREIRA *et al.*, 2001), e é essencial para a realização das atividades de vida diária (AVD's). Com exceção das atividades locomotoras, a força de preensão palmar é utilizada em quase todas AVD's realizadas durante o dia (DURWARD, 2001).

Entretanto, há poucos estudos analisando quais as características da força muscular em indivíduos atletas cadeirantes de tênis, sendo assim relevante tal investigação.

A geração de força na musculatura esquelética depende da interação entre os sistemas nervoso, músculo-esquelético, articular e fatores mecânicos (KERNELL, 1992). O desenvolvimento da força muscular sofre influência da idade (LARSON *et al.*, 1979), características antropométricas e exercício (KOMI *et al.*, 1978).

A média de idade (anos) observada nos grupos estudados foi de $33,43 \pm 7,32$ no GA e $33,44 \pm 7,45$ GC, com amplitude (20 a 50 anos) caracterizando um período da vida, onde grande parte da população encontra-se em grande atividade laboral (tabela 1).

Quando consideramos a diferença percentual da força de preensão palmar entre a mão direita e esquerda dentro do grupo (Tabela 2), observa-se que esta no GC é de 5,51%, valor não estatisticamente significativo. Diante disso, os resultados encontrados no nosso estudo não foram equivalentes com os valores observados na literatura, uma vez que na mesma os resultados giram em torno de 10% nos homens (CROSBY *et al.*, 1994; CAPORRINO *et al.*, 1998), e para as pessoas sinistras, normalmente não há diferença na força de preensão entre as duas mãos. E ainda, MOREIRA *et al.* (2001), relatam que não há predomínio da força em relação ao padrão de dominância da mão, e especulam que a mão direita é mais forte que a esquerda em função dos indivíduos terem de se adaptar para viver em uma sociedade organizada para pessoas destros.

A diferença percentual da força de preensão palmar entre a mão direita e esquerda dentro do mesmo grupo (Tabela 2), nota-se que a mesma foi no GA de 5,51%, valor não estatisticamente significativo. Não foram encontrados estudos avaliando força de preensão palmar em indivíduos que utilizam a cadeira de rodas com meio de locomoção para comparação com os resultados obtidos no nosso estudo com atletas cadeirantes de tênis. Sendo assim, o presente trabalho é pioneiro na investigação da força de preensão palmar nestes indivíduos.

Observou-se na (Tabela 3) predomínio de força para ambas as mãos do grupo GA em relação ao GC. Atribuímos a esse fato, a maior utilização dos grupos musculares envolvidos no movimento de preensão palmar por parte dos atletas cadeirantes de tênis, já que a maioria dos atletas se locomovem por meio da cadeira de rodas, isto exige maior esforço e conseqüentemente maior adaptabilidade dos músculos da preensão palmar, tornando-os mais fortes e resistentes a fadiga.

ROCHA (1995), comenta que a força muscular é, das valências físicas, a mais importante de todas, pois é um elemento indispensável na realização de qualquer tipo de movimento, do mais elementar ao mais complexo.

A força muscular tem sido objeto de estudo de muitas pesquisas na área de ciências do esporte, sobre vários aspectos, tanto no âmbito do desporto de competição quanto relacionada à saúde do indivíduo. POLLOCK (1993), salienta que, para condições fisiológicas de saúde ideais, é essencial a existência de uma função músculo-esquelética sadia. Contudo, um número significativo de pessoas em todo o mundo sofre de redução na massa muscular, seja por questões patológicas, pela ausência de atividade física regular ou decorrente do envelhecimento.

Os efeitos do exercício e do aumento da atividade contrátil no músculo esquelético, como lembra Soares (1993), vêm despertando a atenção de investigadores com as mais diversas formações científicas. Este autor relembra que o músculo é uma estrutura muito complexa apresentando, talvez por isso, uma capacidade de adaptação elevada, quando comparado com outros tecidos. Porém, a complexidade que envolve o fenômeno merece maiores investigações, pois, como relatam FRANÇA *et al.* (1984); FREITAS (1987), esta adaptação é resultante da interação de diversos fatores, tais como idade, sexo, coordenação, biomecânica, funções nervosas, endócrinas e circulatórias que colaboram para o desenvolvimento da força no homem.

Para NEWMAN *et al.*, apud MOREIRA 2003, a força de preensão palmar vem sendo considerada como um teste clínico dos mais confiáveis para a detecção da força humana. Consiste em um importante indicador na determinação da integridade, tanto dos neurônios motores superiores, quanto da unidade motora.

No presente estudo, procurou-se estabelecer parâmetros que favorecessem a análise dos dados, minimizando vieses de aferição e seleção (PEREIRA, 1985). Desta forma apenas um pesquisador foi responsável pela aquisição dos dados da força de preensão palmar.

Dados normativos para a força de preensão palmar na população normal encontrados por BOWEN, *et al.* (2001) também utilizando metodologia proposta pela SATM são de 43,06 Kg/f para o sexo masculino. Estes dados são equivalentes com os encontrados neste estudo para população normal (42,80 Kg/f).

Devido a problemas técnicos com o aparelho de eletromiografia (EMG), não foi possível a análise dos dados coletados durante a aquisição dos mesmos. A forma de coleta dos dados foi seguida conforme a metodologia proposta para execução do teste referido teste. Vale a pena ressaltar, que o UniCEUB contratou um consultor (o próprio criador do EMG utilizado no Labocien) com intuito de treinar e capacitar os funcionários do Labocien e os professores da faculdade de ciências da saúde a como operacionalizar o aparelho, falando desde como formatá-lo para aquisição de dados até como guardá-lo.

O aluno pesquisador e o professor orientador estavam presentes nesse curso, aproveitaram a oportunidade para ouvir conselhos e dicas de como coletar os dados de forma mais eficiente, o consultor informou como deveria ser feito as coletas e encerrou dizendo que todas as informações concernentes à instalação do

software, coleta de dados e todo o bojo de assuntos que dizem respeito ao aparelho podiam ser consultados no manual do EMG.

Sendo assim, procedemos conforme o aconselhado pelo consultor, seguimos as instruções fornecidas no manual para as aquisições de dados. Após a coleta dados, achamos estranho a amplitude do sinal por nós coletado quando comparado com sinal observado durante o curso.

Diante disso, contratamos por conta própria um consultor em engenharia de computação com experiência em EMG para analisar nossos dados e informar a validade dos mesmos. Decorrido uma semana, ele nos informou que os dados não tinham validade, pois houve falha na aquisição.

Convidamos o consultor para operar o aparelho conforme dita o manual, para nossa surpresa os dados do consultor foi parecido com o nosso. Ele analisou o software e verificou falhas na comunicação do manual, pois no mesmo não informa como calibrar o aparelho para a coleta de dados e isso fez que o nossos dados ficassem sem valor científico.

Portanto, nossa decisão foi de excluir os dados da EMG, fato que lamentamos profundamente, uma vez que este estudo seria inédito duas vezes, pois não a dados de prensão palmar nem eletromiográficos nessa população na literatura atual.

4. CONCLUSÃO

Com base nos resultados da análise de força de preensão palmar com o uso do dinamômetro JAMAR® no grupo GA comparado com o grupo GC no Distrito Federal em relação aos resultados obtidos e os achados descritos na literatura, pode-se concluir que:

Observou-se que a força de preensão palmar é significativamente maior em função do grupo atleta em relação ao grupo controle para ambas as mãos;

Os dados obtidos podem ser usado como indicativos da força de preensão palmar para capacitação manual de atletas cadeirantes de tênis.

5. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AGNEW, P.J.; MAAS F.. Hand function related to age and sex. Arch Phys Med Rehabil, 63:269-71,1982.

ASHFORD, R. F.; NAGELBURG, S.; ADKINS, R.. Sensitivity of the Jamar Dynamometer in Detecting Sub Maximal Grip Effort. The Journal of Hand Surgery, 21-A: 402-405, 1996.

BALOGUM, J. A.; AKOMOLAFE, C. T.; AMUSA, L. O. Grip strength: effects of testing posture and elbow position. Arch Phys. Med. Rehabil., 72: 280-283, 1991.

BECHTOL C.O.. Grip test: the use of a dynamometer with adjustable handle spacing. J Bone Joint Surg, 36 A: 820-832, 1954.

BELLACE, J. B.; HEALY, D.; BESSER, M. P.; BYBON, T.; HOHMAN L.. Validity of the Dexter Evaluation System's Jamar Dynamometer Attachment for Assessment of Hand Grip Strength in a Normal Population. Journal of hand therapy, 13: 46-51, 2000.

BASMAJIAN, J. V. Electro-fisiologia de la acción muscular. Buenos Aires Argentina: Editorial Médica Panamericana S.A., 1976.

BOHANNON,R.W.Hand-grip dynamometry provides a valid indication of upper extremity strength impairment in home care patients. Journal Hand Ther. 11:258-60, 1998.

BOWEN, I.J.; MENDOZA DE SOSA, D. Valores de la fuerza de mano en adultos sanos. Bol. Méd. Posgrado, 17(2): 57-68, 2001.

BULPITT, C. J.. Recruitment of subjects. In: Bulpit CJ. Randomised controlled trials. The Hague: Martinus Nijhoff Publishers, 39-43, 1983

CAPORRINO, F.A.; FALOPPA, F.; SANTOS, J. B. G.; RÉSSIO, C.; SOARES, F. H. C.; NAKASHIMA, L. R.; SEGRE, N.G. Estudo populacional da força de preensão palmar com dinamômetro Jamar. Rev Bras Ortop, 33(2): 150-4, 1998.

CROSBY, C. A.; WEHBÉ, M. A.; MAWR, B. Hand Strength: Normative Values. J. Hand Surgery, 19-A: 665-670, 1994.

DELAGI, E.F. *et al.* Anatomic guide for the electromyographer: The limbs. Illinois: Charles C. Thomas, 1981.

DESROSIERS, J.; HEBERT, R.; BRAVO, G. Normative data for grip strength of elderly men and women. Am. Journal occup. Ther, 49(7): 637-44, 1995.

DURWARD, B. R.; BAER, G. D.; ROWE, P. J. Movimento funcional humano: mensuração e análise. 1 ed., São Paulo, Manole 2001.

FAIRFAX, A.H.; BALNAVE, R.; ADAMS, R.D. Variability of grip strength during isometric contraction. Ergonomics, 38(9): 1819-30, 1995.

FESS EE. Grip strength. In: Clinical assessment recommendations. 2nd ed. Chicago: American Society of Hand Therapists, 41-45, 1992.

FRANÇA, N.M.; SOARES, J.; MATSUDO, V.K.R. Desenvolvimento da força muscular de membros superiores em escolares de 7 a 18 anos. Revista Brasileira de Ciências do Esporte, 5(2): 58-65, 1984.

FREITAS, F.M.C. Fatores influenciadores da força muscular. Revista Artus. 18: 28-34, 1987.

GIAROLLA, R.A.; FIGUEIRA JÚNIOR, A.; MATSUDO, V.K.R. Análise da força da mão dominante em relação à mão não-dominante em escolares de 8 a 18 anos. Revista Brasileira de Ciências e Movimento, 5(1): 31-9, 1991.

INCEL, N.A. Grip strength: effect of hand dominance. Singapore med. Journal, 43(5): 234-7, 2002.

KERNELL, D. Organized variability in the neuromuscular system: A survey of task-related adaptations. Archives Italiennes de Biologie, 130, 19-66, 1992.

KOMI, P. V.; VITASSALO, J. T.; RAURAMAA, R.; VIHKO, V.. Effect of isometric strength training of mechanical, electrical and metabolic aspects of muscle function. European Journal of Applied Physiology, 40, 40-45, 1978.

LARSSON, L.; GRIMBY, G.; KARLSSON, J.. Muscle strength and speed of movement in relation to age and muscle morphology. Journal of Applied Physiology, 46, 451-456, 1979.

LONG, C.; CONRAD, P. W.; HALL, E. A.; FURLER, S. L.. Intrinsic-Extrinsic Muscle Control of the Hand in Power Grip and Precision Handling. The Journal of Bone and Joint Surgery, 52-A: 854-867, 1970.

KUMAR, S e MITAL, A. Electromiography in ergonomics. UK: Taylor & Francis, 1996

MATHIOVETZ, V.; WEBER, K.; VOLLAND, G.; KASHMAN, N. Reliability and validity of grip and pinch strength evaluations. The J. Hand Surg., 9(2): 222-226, 1984.

MATHIOWETZ, V., WIEMER, DM.; FEDERMAN, SM.. Grip and pinch strength: norms for 6 to 19 years old. AM J Occup Ther, 40:705-11, 1986.

MOREIRA, D.; GODOY, J.R.P.; JÚNIOR, W.S.. Estudo sobre a realização da preensão palmar com a utilização do dinamômetro: Considerações anatômicas e cinésiológicas. Fisioterapia Brasil – Volume 2 – Número 5 – , 295-300, 2001.

MOREIRA, D.; ALVAREZ, R. R. A.; GODOY, J. R. P.; CAMBRAIA, A. N. Abordagem sobre preensão palmar utilizando o dinamômetro Jamar: uma revisão de literatura. R. bras. Ci. e Mov. v. 11, n. 2, p. 95-99, 2003.

MOREIRA, D; GODOY, J.R.; KEYSER, ALAN; VELASCO, T.B. Abordagem anátomo-cinésio-ológica da preensão palmar e estudo comparativo entre os níveis 2 e 3 da manopla no dinamômetro JAMAR®. *Fisioterapia em Movimento* v.16, n. 4, p. 23-28, 2003.

MOREIRA, D. Avaliação da força de preensão palmar em pacientes portadores de hanseníase atendidos em nível ambulatorial no distrito federal. Tese de doutorado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Ciências da Saúde da Universidade de Brasília. Brasília, 2003.

NAPIER, J.R..The Prehensile Movements of Human Hand. *J. Bone and Joint Surg.*, 38-B:902-913, 1956.

NOVO JÚNIOR, J.M.; CLIQUET JUNIOR, A.; GALLO JÚNIOR, L. Considerações preliminares para o projeto de enpunaduras de dinamômetros. *Anais do III Fórum Nacional de Ciência em Saúde*, s.n., p. 17-8, 1996.

PEREIRA, M.G. *Epidemiologia: teoria e prática*. 1 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1985.

ROCHA, P.E.C.P. *Medidas de Avaliação em Ciências do Esporte*. Rio de Janeiro: Sprint, 70-93, 1995.

SOARES, J.M.C. Efeitos do aumento da atividade contrátil na morfologia e na funcionalidade muscular. *Espaço*, 1: 59-66, 1993.

SU, C.Y.; CHENG K.F.; CHIEN T.H.; LIN Y.T. Performance of normal Chinese adults on grip strength test: a preliminary study. *Gaoxiong Yi Xue Ke Xue Za Zhi*, 10(3): 145-51, 1994.

TERAOKA, T.. Studies on the Peculiarity of Grip Strength in Relation to Body Positions and Aging. *Kobe J. Med. Sci.*, 25: 1-17, 1979.

THOMAS, J.R.; NELSON, J.R. Métodos de Pesquisa em Educação Física. 3ª ed.
Porto Alegre: Artmed, 2002

| <http://www.cpb.org.br/> Acesso em 18/04/2005

Código de campo alterado

Excluído:

<http://www.abradecar.org.br/> Acesso em 18/04/2005

<http://www.cbtenis.com.br/cadeiraderodas> Acesso em 18/04/2005